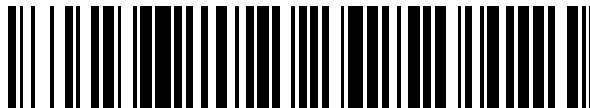


19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 658 304**

51 Int. Cl.:

**A61B 3/107** (2006.01)  
**A61B 3/113** (2006.01)  
**A61B 3/18** (2006.01)  
**G02B 27/10** (2006.01)  
**G02B 27/14** (2006.01)  
**A61B 3/00** (2006.01)  
**A61B 3/10** (2006.01)  
**A61B 3/14** (2006.01)  
**A61B 5/00** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

- 86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **30.12.2011 PCT/EP2011/006614**
- 87 Fecha y número de publicación internacional: **04.07.2013 WO13097885**
- 96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **30.12.2011 E 11804503 (8)**
- 97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **06.12.2017 EP 2797492**

54 Título: **Un dispositivo integrado para oftalmología**

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:  
**09.03.2018**

73 Titular/es:  
**WAVELIGHT GMBH (100.0%)  
Am Wolfsmantel 5  
91058 Erlangen, DE**

72 Inventor/es:  
**DONITZKY, CHRISTOF y  
WUELLNER, CHRISTIAN**

74 Agente/Representante:  
**LEHMANN NOVO, María Isabel**

ES 2 658 304 T3

Aviso: En el plazo de nueve meses a contar desde la fecha de publicación en el Boletín Europeo de Patentes, de la mención de concesión de la patente europea, cualquier persona podrá oponerse ante la Oficina Europea de Patentes a la patente concedida. La oposición deberá formularse por escrito y estar motivada; sólo se considerará como formulada una vez que se haya realizado el pago de la tasa de oposición (art. 99.1 del Convenio sobre Concesión de Patentes Europeas).

**DESCRIPCIÓN**

Un dispositivo integrado para oftalmología

**CAMPO TÉCNICO**

5 La presente invención se refiere en general a tecnología oftálmica. En particular, la invención se refiere a un dispositivo integrado que proporciona radiación y/o que analiza radiación para oftalmología.

**ANTECEDENTES**

10 Se han diseñado dispositivos para diagnósticos oftálmicos para aplicaciones de diagnósticos muy específicas. Como ejemplo, el "WaveLight® Topolyzer™ Vario™" y el "WaveLight® Oculyzer™II", cada uno distribuido por la solicitante, proporcionan mediciones topográficas y mediciones de Scheimpflug, respectivamente. Además, algunos de los dispositivos actuales para diagnósticos oftálmicos alojan dos tecnologías de medición diferentes, que pueden solamente ser aplicadas una después de otra. El "Visionix L80 Wave+" de Luneau/Visionex es un dispositivo ejemplar para esto último.

15 La previsión y despliegue de múltiples dispositivos para oftalmología es desventajosa debido a los elevadas exigencias de espacio de suelo y a los múltiples costes tanto de inversión como de mantenimiento, que pueden incluso impedir una aplicación de dispositivos oftálmicos en prácticas médicas o clínicas. También, se ha observado que la cooperación de los pacientes cesa cuando los pacientes sufren múltiples mediciones utilizando diferentes dispositivos. Sería un avance significativo para los pacientes y empresas orientadas económicamente, incluyendo prácticas médicas, clínicas y compañías de seguros de salud, si fuera posible completar un procedimiento oftálmico en un tiempo más corto.

20 El documento WO 2010/134564 A1 describe un aparato para tomografía de coherencia óptica. El aparato incluye dos fuentes de luz que proporcionan diferentes longitudes de onda. Una primera unidad de ajuste focaliza la posición de un primer haz de medición generado por una de las fuentes de luz. Una segunda unidad de ajuste focaliza la posición de un segundo haz de medición generado por la otra fuente de luz. Los haces de medición entran en el ojo sometido a examen a lo largo del mismo eje óptico siendo combinados por un espejo dicróico.

25 El documento WO 2004/002298 A1 se refiere a un aparato de correspondencia óptica de múltiples canales, que puede entregar simultáneamente dos imágenes de diferentes resoluciones de profundidades. Los múltiples canales pueden incluir un canal confocal y un canal de tomografía de coherencia óptica. Los canales tienen diferentes longitudes de onda.

30 El documento US 2007/0002327 A1 describe un sistema para tomografía de coherencia óptica en el dominio de Fourier. El sistema comprende un láser de múltiples longitudes de onda, un interferómetro óptico y un receptor de múltiples canales. El interferograma espectral es dividido sobre los canales individuales del receptor de múltiples canales.

El documento WO 2010/109020 A1 describe una técnica para modelar una lente de un ojo basado en mediciones de la forma anterior de la córnea del ojo. Los efectos causados por el índice refractivo de la córnea sobre una medición óptica directa son corregidos.

**RESUMEN**

35 Por consiguiente, es un objeto de la presente invención proporcionar un dispositivo para oftalmología que completa un procedimiento oftálmico más rápidamente con exigencias de espacio reducidas.

40 El objeto es resuelto mediante un dispositivo para radiación oftálmica de acuerdo con la reivindicación 1. El dispositivo comprende una interfaz de radiación, un acoplador de ramas ópticas y una pluralidad de unidades oftálmicas. La interfaz de radiación está adaptada al menos a una de entre una radiación emitida y una radiación capturada en un trayecto óptico. El trayecto óptico es dirigible hacia un ojo. El acoplador de ramas ópticas está adaptado para acoplar la radiación emitida desde una pluralidad de ramas ópticas al trayecto óptico y para acoplar la radiación capturada desde el trayecto óptico a las ramas ópticas. La radiación capturada es dividida espectralmente en las ramas ópticas. Un rango espectral diferente es acoplado a cada una de las ramas ópticas. Cada una de las unidades oftálmicas está dispuesta para acoplarse a una, dos o más de las ramas ópticas.

45 La interfaz de radiación puede tener una abertura de radiación. La abertura de radiación puede ser realizada por una abertura en un alojamiento del dispositivo y puede incluir al menos una de entre una ventana translúcida y una lente de entrada. La abertura de radiación puede ser adaptada para emitir y/o capturar la radiación en el trayecto óptico. El acoplamiento de diferentes rangos espectrales a las ramas ópticas puede relacionarse con la radiación capturada desde el trayecto óptico.

50 Cada una de las unidades oftálmicas puede operar en uno o más de los diferentes rangos espectrales. La operación puede incluir al menos una de entre proporcionar radiación y procesar radiación. Cada una de las unidades oftálmicas puede operar en un rango espectral en correspondencia con una o más ramas ópticas con las que están dispuestas a

acoplarse las unidades oftálmicas respectivas. Debido a la división espectral, el dispositivo puede proporcionar múltiples tecnologías oftálmicas utilizando uno y el mismo trayecto óptico. La división espectral puede ser de acuerdo con los diferentes rangos espectrales. La operación de una o de todas las unidades oftálmicas puede incluir mediciones, que pueden incluir mediciones ópticas. Algunas o todas las mediciones pueden ser realizadas sobre el trayecto óptico, que puede definir un eje de medición óptica. Algunas o todas las unidades oftálmicas pueden realizar sus mediciones en el trayecto óptico y pueden proporcionar diferentes tecnologías oftálmicas. Las unidades oftálmicas pueden ser operadas de manera independiente.

Ventajosamente en ciertas realizaciones, muchas operaciones de uno o más procedimientos oftálmicos pueden ser completadas en un tiempo más corto. Utilizando el mismo trayecto óptico, puede conseguirse un diseño más compacto del dispositivo. Además, el dispositivo puede proporcionar a un paciente una interfaz uniforme para una pluralidad de diferentes tecnologías oftálmicas. Una única interfaz uniforme puede ser conseguida en virtud de la interfaz de radiación. Puede evitarse el uso de varios dispositivos. El dispositivo puede completar procedimientos oftálmicos más rápidamente. Más pacientes pueden recibir las últimas tecnologías oftálmicas de manera más rápida y a costes inferiores.

En particular, el dispositivo puede ser un dispositivo para análisis, diagnóstico, y/o tratamiento oftálmico u oftalmológico. El análisis, diagnóstico, o tratamiento puede ser sin contacto. El trayecto óptico puede ser el único trayecto óptico del dispositivo dirigible hacia el ojo. El acoplamiento de la radiación emitida desde la pluralidad de ramas ópticas al trayecto óptico puede ser una composición de la radiación emitida. El acoplamiento de la radiación capturada desde el trayecto óptico a las ramas ópticas puede ser una descomposición de la radiación capturada. A lo largo de toda esta memoria, los términos "luz" u "óptica", o el prefijo "foto-" puede referirse a radiación electromagnética, o a un componente que procesa la misma, en al menos uno de entre el espectro infrarrojo, el espectro visual y el espectro ultravioleta. Cada uno de los rangos espectrales en los que opera una respectiva de las unidades oftálmicas puede ser útil para una medición particular. La operación de una unidad oftálmica puede incluir al menos uno de entre un análisis de radiación capturada y una emisión de radiación emitida.

Los rangos espectrales diferentes pueden tener al menos una de entre diferentes longitudes de onda (o frecuencias) de radiación electromagnética, diferentes máximos espectrales, diferentes centros espectrales, rangos espectrales que no se solapan, rangos espectrales separados, y rangos espectrales disjuntos. Basado en la división espectral en los diferentes rangos espectrales, al menos aquellas unidades oftálmicas que son operables en los diferentes rangos espectrales pueden ser diseñadas de manera independiente. Las unidades oftálmicas pueden estar especificadas para operar dentro de un rango espectral predefinido y pueden operar exclusivamente en ese rango espectral predefinido. El rango espectral predefinido puede ser un subconjunto de los diferentes rangos espectrales. Como ventaja, el desarrollo del dispositivo u otro desarrollo de las unidades oftálmicas puede ser distribuido.

Alternativamente o además, las unidades oftálmicas o su operación pueden ser interdependientes. Por ejemplo, una primera unidad oftálmica puede comprender una fuente de luz de excitación adaptada para emitir luz de excitación en un primer rango espectral a una primera rama óptica. La radiación capturada puede comprender en un segundo rango espectral luz fluorescente. La luz fluorescente puede ser inducida, por ejemplo, debido a un tinte fluorescente aplicado al ojo, por la luz de excitación. Una segunda unidad oftálmica puede ser adaptada para detectar la luz fluorescente. La segunda unidad oftálmica puede ser acoplada a una segunda rama óptica correspondiente al segundo rango espectral. Alternativamente, la segunda unidad oftálmica puede también ser acoplada a la primera rama óptica. La primera rama óptica puede transportar radiación tanto en el primer rango espectral como en el segundo rango espectral.

El acoplador óptico puede incluir uno o más divisores de haz. Cada uno de los uno o más divisores de haz puede tener una transmitancia espectral diferente y/o una reflectancia espectral diferente. Generalmente, la división puede estar basada en interferencia en un revestimiento, una capa, o una película delgada. Cada uno de los uno o más divisores de haz puede comprender uno o más de un par de prismas de vidrio triangulares pegados entre sí, un espejo parcialmente transmisor, una placa de vidrio con un delgado revestimiento que proporciona reflexión parcial, un espejo dicróico, un sustrato con una delgada capa dieléctrica, una serie de tales capas, una serie de una disposición alternativa de una capa metálica y una capa dieléctrica, y un prisma dicróico. Los prismas de vidrio triangulares pueden incluir prismas de vidrio triangulares isósceles y rectángulos. Los prismas de vidrio triangulares pueden ser pegados por parejas y pueden ser pegados entre sí en la superficie de base.

El acoplador óptico puede incluir un prisma dicróico. El prisma dicróico puede tener múltiples ramas (también denominado como un "prisma dicróico de múltiples canales"). Generalmente, la división espectral puede estar basada en dicroidad, particularmente por medio de interferencia y/o birrefringencia. El prisma dicróico de múltiples ramas puede comprender dos o más prismas de vidrio que tienen interfaces ópticas que incluyen revestimientos ópticos adaptados para transmitir o reflejar selectivamente radiación dependiendo de la longitud de onda de la radiación, por ejemplo por medio de interferencia, como se ha mencionado anteriormente. Alternativamente o además, el prisma dicróico de múltiples ramas puede comprender uno o más de un cristal dicróico como un monocristal y un cristal birrefringente como un monocristal. El prisma dicróico de múltiples ramas puede comprender uno o más prismas hechos de un cristal dicróico o de un cristal birrefringente. Un prisma que incluye al menos uno de entre un cristal dicróico y un cristal birrefringente es denominado colectivamente como "prisma de cristal". El cristal o el prisma de cristal podrían tener un índice de refracción dependiente al menos de una de entre la longitud de onda de la radiación y la polarización de la radiación. La división dicróica de la radiación puede ser mucho más eficiente en comparación con los filtros sustractivos. Así, una intensidad de

la radiación emitida aplicada al ojo por ejemplo para iluminación, puede ser reducida. Alternativamente o además, el cristal o el prisma de cristal puede tener una absorbancia dependiente de al menos una de entre la longitud de onda de la radiación y la polarización de la radiación.

5 Las interfaces ópticas de los prismas, por ejemplo, los prismas de vidrio y/o los prismas de cristal dicróico, pueden estar dispuestas en contacto directo y/o ser pegadas juntas. Esto permite un diseño incluso más compacto del acoplador de ramas ópticas, y así del dispositivo. Además, el dispositivo es más robusto. El dispositivo puede ser resistente a los choques debido a la disposición relativa definida de componentes ópticos. La disposición podría ser ventajosa, por ejemplo, cuando el dispositivo es un dispositivo móvil o un dispositivo de sobremesa.

10 Las unidades oftálmicas pueden ser operadas simultáneamente. La operación de cualquiera de las unidades oftálmicas puede incluir al menos uno de entre el análisis de la radiación capturada y la emisión de la radiación emitida. Como resultado, pueden realizarse varias operaciones del procedimiento en paralelo. Así, el tiempo requerido para los diagnósticos oftálmicos y/o el tratamiento oftálmico puede ser reducido.

15 Un número total de las ramas ópticas en el dispositivo puede ser dos, tres, cuatro o cinco. El número de ramas ópticas puede corresponder al número de unidades oftálmicas acopladas a una de las ramas ópticas. Esto permite incluir una pluralidad de unidades oftálmicas y tecnologías oftálmicas correspondientes sin aumentar el tamaño y la complejidad del trayecto óptico o la interfaz de radiación como la salida del dispositivo. También, pueden compartirse ópticas de salida por algunas o todas las unidades oftálmicas. Las ópticas de salida puede estar dispuestas en el trayecto óptico.

20 Además, dos o más de las unidades oftálmicas pueden estar dispuestas para acoplarse a una de las ramas ópticas. Así, pueden compartirse elementos ópticos. Por ejemplo, aquellos elementos ópticos que son utilizados para dos o más unidades oftálmicas pueden ser compartidos. Como resultado, las dos o más unidades oftálmicas pueden ser reducidas de tamaño para un diseño aún más compacto del dispositivo.

25 El acoplador de ramas ópticas puede estar dispuesto sobre el trayecto óptico. Las ramas ópticas pueden tener una disposición en forma de estrella con respecto al acoplador de ramas ópticas. De manera similar, las unidades oftálmicas correspondientes acopladas a las ramas ópticas pueden tener una disposición en forma de estrella. Las longitudes ópticas de las ramas ópticas pueden ser ajustables o fijas. Las longitudes ópticas de las ramas ópticas pueden ser igualadas o equilibradas. El acoplador de ramas ópticas puede estar dispuesto, por ejemplo, centrado, entre las unidades oftálmicas. Las unidades oftálmicas se distribuyen en tres dimensiones con respecto al acoplador de ramas ópticas. En el caso de tres ópticas, tal como se divulga en la reivindicación 1, el trayecto óptico y las tres ramas ópticas se disponen en una estructura de cuatro pies. En la estructura de cuatro pies, el trayecto óptico y las tres ramas ópticas, o sus extensiones lineales, encierran un ángulo tetraédrico. En el caso de tres unidades oftálmicas, las unidades oftálmicas se disponen en tres de los cuatro vértices de un tetraedro. El acoplador de ramas ópticas se sitúa en el centro del tetraedro.

30 La interfaz de radiación puede ser cualquiera al menos de una superficie parcialmente transparente o de una abertura. La interfaz de radiación puede incluir ópticas de salida, particularmente un objetivo. En ciertas realizaciones, elementos ópticos utilizados, por ejemplo, para dirigir el trayecto óptico hacia el ojo, por dos o más de la pluralidad de unidades oftálmicas pueden estar dispuestos como una interfaz hacia el ojo en el trayecto óptico. Esto permite que el número de elementos ópticos y el tamaño del dispositivo sean reducidos.

35 Una o más de las unidades oftálmicas pueden estar adaptadas para insertar radiación emitida a su rama óptica para el tratamiento oftálmico. La radiación emitida insertada puede ser luz láser para ablación o luz ultravioleta para reticulación. La reticulación (también denominada como "curado" o "endurecimiento") puede incluir una reticulación foto-oxidante. La luz UV-A puede ser utilizada para la reticulación en combinación con riboflavina, moléculas orgánicas de la clase de diazirinas, o cualquier otro reticulador adecuado. Alternativamente o además, el dispositivo puede realizar una cirugía refractiva del ojo o un tratamiento de queratocono. La radiación emitida puede estar en el espectro UV, visible, o IR. La radiación emitida puede ser generada por un láser de pulso ultracorto, tal como un láser de femtosegundo o un láser de picosegundo o un láser de attosegundo. Ventajosamente, un resultado de la cirugía o tratamiento puede ser observado o cuantificado en tiempo real por una o más de las otras unidades oftálmicas.

40 Una de las unidades oftálmicas puede comprender una unidad de fijación adaptada al menos a una operación de entre detectar una posición del ojo, detectar un movimiento del ojo, proporcionar un objetivo de fijación, y/o proporcionar un objetivo de acomodación sobre el que el paciente pueda enfocar. El ojo, puede ser detectado por reconocimiento de imagen de la pupila o del iris. Una medición puede ser corregida o desechada dependiendo de una posición o de un movimiento del ojo detectado por la unidad de fijación. La medición puede ser realizada simultáneamente por una o más de las otras unidades oftálmicas. La posición del ojo o el movimiento del ojo pueden ser controlables por el objetivo de fijación o una imagen virtual del mismo. El objetivo de fijación o su imagen virtual pueden ser móviles. Un estado de acomodación del ojo puede ser controlable por el objetivo de acomodación o una imagen virtual del mismo. El objetivo de acomodación o su imagen virtual pueden ser desplazables en longitud focal.

55 La rama óptica de la unidad de fijación, es decir, la rama óptica acoplada a la unidad de fijación, puede pasar recta a través del acoplador de ramas ópticas. Alternativamente, la unidad oftálmica que inserta radiación emitida para el tratamiento oftálmico puede estar dispuesta sobre una línea recta que se extiende en el trayecto óptico. En ambos casos,

las otras ramas ópticas pueden extenderse lateralmente al trayecto óptico. Por consiguiente, el número de reflexiones sobre la rama óptica que pasan rectas a través del acoplador de ramas ópticas puede ser minimizado. Minimizar el número de reflexiones puede ser ventajoso para analizar la radiación capturada de baja intensidad o emitir radiación emitida de alta intensidad. "Baja" puede referirse al 5% o menos, por ejemplo, el 1%, de una intensidad de iluminación de la córnea. "Alta" puede referirse al 50%, o más de una intensidad de la región de la córnea o de una intensidad de disrupción.

Una de las unidades oftálmicas puede ser una unidad de tomografía de coherencia óptica (OCT). La unidad de OCT puede estar adaptada para realizar una medición de OCT. La unidad de OCT puede comprender una fuente de luz de baja coherencia (por ejemplo, un Diodo Emisor de Luz (LED), una Fuente de Luz de Banda ancha, una Fuente de Luz Super-continua, una Fuente de Barrido, por ejemplo para OCT de Dominio de Frecuencia Codificado en el Tiempo, un láser de Ti:Zafiro, o un Diodo Super-luminiscente (SLD)) y un interferómetro. Como resultado, puede determinarse un mapa del grosor de la córnea, por ejemplo, por medio de Reflectometría de Baja Coherencia Óptica (OLCR), que es también denominada como una Paquimetría de Coherencia Óptica (OCP) en este contexto.

Longitudes ópticas de las ramas ópticas en el prisma microico de múltiples ramas pueden ser diferentes. Las diferentes longitudes ópticas de las ramas ópticas respectivas pueden corresponder a diferentes profundidades de penetración o capas de mediciones de la medición de OCT. Basado en dos longitudes ópticas diferentes de dos ramas ópticas respectivas, secciones espacialmente separadas son detectables simultáneamente, tal como anatomías o tejidos espacialmente separados, particularmente el segmento anterior y el segmento posterior del ojo, por ejemplo, dos o más de córnea, cristalino, retina, y otras anatomías.

Una o más de las unidades oftálmicas puede ser una unidad de frente de ondas adaptada para medir un frente de ondas de la radiación capturada. La unidad de frente de ondas puede comprender una fuente de luz de frente de ondas y una agrupación de pequeñas lentes. Por ejemplo, la unidad de frente de ondas y la unidad de OCT pueden compartir una fuente de luz de banda ancha. Consecuentemente, la unidad de OCT y la unidad de frente de ondas pueden ser reducidas de tamaño, permitiendo así un diseño aún más compacto del dispositivo. La unidad de frente de ondas puede comprender además un filtro de banda estrecha, que puede ser aplicado a la fuente de luz cuando se haga funcionar la unidad de frente de ondas.

La retina y/o la mácula de un ojo pueden ser inspeccionadas utilizando OCT. Alternativamente o además, la retina y/o la mácula del ojo puede ser detectadas utilizando OCT para determinar una longitud óptica o longitud física de un eje del ojo o para detectar una Degeneración Macular relacionada con la Edad (AMD). Alternativamente, además, la retina y/o la mácula del ojo pueden ser trazadas para la fijación antes mencionada del ojo.

Alternativamente o además, una o más de las unidades oftálmicas puede ser una unidad de Scheimpflug adaptada para realizar una medición de Scheimpflug. La medición de Scheimpflug puede proporcionar al menos uno de los valores de altura de una cámara anterior del ojo, un mapa de potencia refractiva, una forma corneal posterior, y un grosor de la córnea. La lente, es decir un contorno y/o una forma de la lente, de un ojo pueden ser medidos utilizando OCT. La forma de la lente puede ser una forma ópticamente efectiva.

Una o más de las unidades oftálmicas puede ser una unidad de topografía corneal adaptada para medir de una superficie de córnea, particularmente una superficie de córnea anterior del ojo. Alternativamente o además, una o más de las unidades oftálmicas puede ser una unidad de queratómetro adaptada para determinar una curvatura de una superficie de córnea, particularmente una superficie de córnea anterior, del ojo.

Además, una o más de las unidades oftálmicas puede ser una unidad de iluminación adaptada para generar radiación para una iluminación dividida del ojo. Al menos una de la unidad de topografía corneal, la unidad de queratómetro y la unidad de iluminación puede comprender un proyector adaptado para generar radiación emitida proyectando un patrón de intensidad. Dos o más de la unidad de Scheimpflug, la unidad de topografía corneal, la unidad de queratómetro y la unidad de iluminación pueden compartir un proyector. El proyector puede comprender una agrupación de micro-dispositivos de presentación o un micro-espejo.

El dispositivo puede comprender además un controlador adaptado para controlar cada una de la pluralidad de unidades oftálmicas. El proyector puede estar adaptado para proyectar el patrón de intensidad en respuesta a una señal de imagen digital proporcionada por el controlador. El controlador puede estar adaptado además para calcular valores optimizados basados en resultados determinados por dos o más de las unidades oftálmicas. La optimización puede incluir calcular una media de los resultados o un cálculo de probabilidades máximo de los resultados. Los resultados de las diferentes unidades oftálmicas pueden ser ponderados de acuerdo con la exactitud o precisión. La exactitud o precisión puede ser determinada por las unidades oftálmicas y/o los resultados individuales. Las diferentes unidades oftálmicas pueden aplicar diferentes tecnologías oftálmicas.

#### BREVE DESCRIPCIÓN DE LOS DIBUJOS

Con el propósito de ilustración y no de limitación, otros aspectos, ventajas y características de la técnica presentada en este documento resultarán evidentes a partir de la siguiente descripción de realizaciones ejemplares y de los dibujos, en

los que:

La fig. 1 ilustra esquemáticamente una primera realización de un dispositivo para radiación oftálmica;

La fig. 2 ilustra esquemáticamente una segunda realización de un dispositivo para radiación oftálmica;

La fig. 3 ilustra esquemáticamente una tercera realización de un dispositivo para radiación oftálmica;

- 5 La fig. 4 ilustra esquemáticamente una sección transversal de un acoplador de ramas ópticas comprendido por cada una de las realizaciones de dispositivo de las figs. 1 y 2;

Las figs. 5a y 5b ilustra esquemáticamente la composición y descomposición de radiación en un acoplador de ramas ópticas, respectivamente;

- 10 La fig. 6a es una vista en perspectiva esquemática de dos acopladores de ramas ópticas adaptados para acoplar tres y dos ramas, respectivamente; y

La fig. 6b es una vista en perspectiva esquemática de los acopladores de ramas ópticas adaptados para acoplar cinco y cuatro ramas ópticas, respectivamente.

#### DESCRIPCIÓN DETALLADA

- 15 La fig. 1 muestra esquemáticamente una disposición funcional de componentes ópticos en un dispositivo 100 para radiación oftálmica. En todas ellas, los signos de referencias similares indican características o componentes equivalentes o alternativos. El dispositivo 100 comprende una interfaz 102 de radiación (por ejemplo una salida de radiación), un acoplador 104 de ramas ópticas, y una pluralidad de unidades oftálmicas 106, 108, 110 y 112. El dispositivo comprende una superficie de soporte o una superficie de contacto 113 para la cabeza de un paciente. Las superficies de soporte o superficie de contacto definen una posición de un ojo 10 con relación al dispositivo 100 o a la interfaz 102 de radiación.

- 20 La unidad oftálmica 106, en la realización mostrada en la fig. 1, es una unidad de iluminación que comprende un proyector 114 para una iluminación con lámpara dividida en el ojo. El proyector 114 incluye una fuente de luz 115a, por ejemplo, uno o más LED, y un micro-dispositivo de presentación 115b. El micro-dispositivo de presentación 115b puede comprender un chip de silicio como un material de sustrato y direccionar electrónica de una matriz activa con unidades integradas sobre el material de sustrato. La fuente de luz puede proporcionar una iluminación de fondo para cristales líquidos sobre el chip de silicio, que puede ser controlada por electrodos sobre el chip de silicio. Alternativamente, el chip de silicio puede soportar una matriz de espejos que se pueden inclinar, también denominados como un Dispositivo de Microespejo Digital (DMD) o Dispositivo de Procesamiento de Luz Digital (DLP). Una forma de segmentos controlables sobre el chip de silicio puede incluir al menos uno de un conjunto de anillos concéntricos (también denominadas como "anillos de Plácido"), un conjunto de tiras paralelas (que pueden ser activadas selectivamente para la iluminación de lámpara dividida) y una matriz de píxeles. En respuesta a una señal de imagen digital, la matriz de píxeles genera selectivamente el conjunto de anillos, el conjunto de tiras paralelas o un patrón de intensidad de luz definido por la señal de imagen digital. La unidad de iluminación 106 comprende además ópticas 116 destinadas a proyectar el patrón de intensidad de luz en una primera rama óptica 118 del acoplador 104 de ramas ópticas. Una longitud focal de la óptica 116 es variable. La longitud focal puede ser establecida manualmente o ajustada automáticamente a una superficie del ojo 10. La óptica 116 puede además incluir uno o más de un filtro, un colimador, un polarizador, y una placa de fase.

- 35 El acoplador 104 de ramas ópticas mostrado en la realización de la fig. 1, proporciona tres ramas (o canales). La primera rama óptica 118 esta acoplada a la unidad de iluminación 106. Una segunda rama óptica 120 esta acoplada a la unidad oftálmica 108, que es o incluye una unidad de fijación en una realización mostrada en la fig. 1. Una tercera rama óptica 122 está acoplada tanto a la unidad oftálmica 110 como a la unidad oftálmica 112. En la realización mostrada en la fig. 1, la unidad oftálmica 110 es una unidad de frente de ondas y la unidad oftálmica 112 es una unidad de Tomografía de Coherencia Óptica, o unidad de OCT.

- 45 Como se ha explicado a continuación con más detalle con referencia a las figs. 4 a 6, el acoplador 104 de ramas ópticas está adaptado para recibir radiación desde cada una de las ramas ópticas 118, 120 y 122. Cada una de las ramas ópticas 118, 120 y 122 tiene un rango espectral específico. La radiación de las ramas ópticas 118, 120 y 122 está compuesta por el acoplador 104 de ramas ópticas en un único trayecto óptico 124. La radiación compuesta es emitida sobre el trayecto óptico 124 en la interfaz 102 de radiación dirigida hacia el ojo 10.

- 50 En la realización mostrada en la fig. 1, la interfaz 102 de radiación comprende ópticas 126 de interfaz dispuestas sobre el trayecto óptico 124. En la dirección de radiación emitida, las ópticas 126 están dispuestas por detrás del acoplador 104 de ramas ópticas. La óptica 126 de interfaz está adaptada para recoger o capturar radiación (tal como luz emitida o vuelta a emitir desde el ojo 10) sobre el trayecto óptico 124.

La radiación capturada entra en el acoplador 104 de ramas ópticas, que divide espectralmente la radiación capturada de acuerdo con los rangos espectrales específicos en una correspondiente de las ramas ópticas 118, 120 y 122. En la

realización mostrada en la fig. 1, el acoplador de ramas ópticas es un prisma dicroico de múltiples ramas que comprende tres prismas dicroicos 128, 130 y 132. Los prismas dicroicos 128, 130 y 132 son pegados por parejas en interfaces ópticas 134 y 136, respectivamente. El prisma dicroico de múltiples ramas forma así un acoplador 104 de ramas ópticas integral. La radiación capturada en el trayecto óptico 124 pasa a través del prisma dicroico 132 y es dividida en dos ramas intermedias en la interfaz óptica 136 en el prisma dicroico 130. Una de las dos ramas intermedias es reflejada parcialmente en la interfaz óptica 134 entre los prismas dicroicos 128 y 130. La parte reflejada de la rama intermedia define la tercera rama óptica 122. Una parte transmitida de la rama intermedia pasa a través del prisma 128 y define la segunda rama óptica 120. La otra de las dos ramas intermedias pasa a través de la interfaz óptica 134 y es reflejada (debido a la reflexión interna total) en una superficie interior 138 del dicroico 128. La rama intermedia totalmente reflejada define la primera rama óptica 118.

La división del trayecto óptico 124 en las dos ramas intermedias depende de la longitud de onda de la radiación. Consecuentemente, la interfaz óptica 136 proporciona una primera división espectral. La reflexión parcial y la transmisión parcial en la interfaz óptica 134 depende también de la longitud de onda de la radiación. Consecuentemente, la reflexión parcial y la transmisión parcial es otra subdivisión espectral. Como resultado, la radiación capturada que entra en el acoplador 104 de ramas ópticas sobre el trayecto óptico 124 (a través de la interfaz 102 de radiación) es descompuesta espectralmente en las tres ramas ópticas 118, 120 y 122.

Las unidades oftálmicas 106, 108, 110 y 112, cada una de las cuales están acoplada a una de las ramas ópticas 118, 120 y 122, al menos uno de entre análisis de la radiación capturada en el rango espectral específico de la rama óptica correspondiente y emite en la rama óptica correspondiente radiación emitida en el rango espectral específico de la rama óptica respectiva. En la realización mostrada en la fig. 1, la unidad de iluminación 106 emite luz a una longitud de onda de, por ejemplo, 475 nm. La unidad de fijación 108 emite luz a una longitud de onda de, por ejemplo, 532 nm. La unidad 110 de frente de ondas emite radiación, por ejemplo, a 810 nm. La unidad 112 de OCT emite radiación de banda ancha en el rango espectral de, por ejemplo, 760 nm a 860 nm o a 960 nm. El acoplador 104 de ramas ópticas está adaptado para dividir la radiación capturada sobre el trayecto óptico 124 en la primera rama óptica 118 que incluye un rayo espectral de hasta, por ejemplo, 500 nm (con un corte de longitud de onda corta, por ejemplo, a aproximadamente 390 nm), en la segunda rama óptica 120 en un rango espectral de, por ejemplo, 500 nm a 750 nm, y en la tercera rama óptica 122 que incluye un rango espectral superior, por ejemplo, a 750 nm (con un corte de longitud de onda larga, por ejemplo, a aproximadamente 900 nm, 960 nm o 1000 nm).

El dispositivo 100 comprende además un controlador 140 conectado eléctricamente a cada una de las unidades oftálmicas 106, 108, 110 y 112 a través de líneas de señal 141, 143, 150, 162, respectivamente. El controlador 140 comprende una unidad de procesamiento central (CPU) 140a y un motor gráfico 140b. El motor gráfico 140b genera la señal de imagen digital sobre la línea 141 de señal de iluminación a la unidad de iluminación 106. El proyector 114 de la unidad de iluminación 106 genera un patrón de intensidad bidimensional de luz correspondiente a la señal de imagen digital. La imagen digital es proyectada por la óptica de proyección 116 en la primera rama óptica 118 y así por medio del acoplador 104 de ramas ópticas en el trayecto óptico 124. Una longitud focal de la óptica de proyección 116 es ajustada para proyectar la imagen digital sobre una superficie del ojo 10. La unidad de iluminación 106 proporciona así la funcionalidad de una lámpara dividida digital. El controlador 140 permite a un usuario desplazar una posición de una iluminación dividida sobre el ojo 10 y hacer girar la iluminación dividida en 360°.

En una realización extendida (no mostrada), la unidad de iluminación 106 comprende además una cámara digital (no mostrada) adaptada para capturar la radiación reflejada desde el ojo en el rango espectral del proyector 114. En una variante de la realización, hay previstas dos o tres cámaras para triangulación. El controlador 140 está adaptado para controlar el proyector para proyectar anillos de Plácido o un patrón de rejilla sobre el ojo 10, particularmente sobre una superficie anterior de la córnea del ojo. El controlador 140 está además adaptado para analizar la imagen digital capturada por la cámara digital y para determinar varios millares de valores de altura o de valores de curvatura de la superficie anterior de la córnea. La unidad de iluminación 106 en la realización extendida proporciona así la funcionalidad de un topógrafo corneal (también denominado como un "queratógrafo de video").

Aún además, el controlador 140 está adaptado para variar el tamaño de la imagen digital proyectada por la unidad de iluminación 106 sobre el ojo 10. La (misma) imagen es proyectada sobre la córnea a diferentes tamaños. La cámara captura reflexiones y/o retro-dispersión de la imagen proyectada sobre el área a diferentes tamaños. La CPU 140a del controlador 140 está adaptada para calcular, utilizando una fórmula general de lente, la curvatura de la superficie interior de la córnea basada en las reflexiones y/o retro-dispersión capturadas. La unidad 106 de iluminación proporciona así también la funcionalidad de un queratómetro u oftalmómetro.

La unidad de fijación 108 que comprende una fuente de luz 142 de fijación que proporciona un objetivo de fijación a un paciente. La unidad de fijación comprende opcionalmente una óptica de acomodación 144. La longitud focal y/o compensación astigmática de la óptica de acomodación es variable y controlada por el controlador 140. Así, el dispositivo 100 puede proporcionar (como una única imagen) tanto un objetivo de fijación como un objetivo de acomodación para controlar la fijación o la orientación del ojo 10 y la acomodación del ojo 10, respectivamente.

La unidad 110 de frente de ondas comprende una fuente de luz 146 de banda ancha. En la realización mostrada en la fig. 1, la fuente de luz 146 de banda ancha es un diodo super-luminiscente (SLD), o cualquier otra fuente de luz de banda

- ancha adecuada, que cubra un espectro de  $810 \pm 100$  nm. Longitudes de onda centrales alternativas incluyen 800 nm y 840 nm (en el ancho de banda de  $\pm 100$  nm). La unidad 110 de frente de ondas comprende además un filtro 148 de banda estrecha. Una transmitancia espectral del filtro 148 de banda estrecha tiene un pico agudo en la longitud de onda central (que es 810 nm en la realización mostrada en la fig. 1). El ancho de banda del filtro 148 de banda estrecha está
- 5 caracterizado por una Anchura Completa a la Mitad del Máximo (FWHM) de 10 nm o menos, por ejemplo, de 5 nm. El filtro 148 de banda estrecha puede pivotar entre una parte inhabilitada fuera de la tercera rama óptica 122 y una posición
- 10 habilitada, en la que el filtro 148 de banda estrecha está centrado en la tercera rama óptica 122. En una realización ejemplar, un activador está adaptado para inducir el movimiento de pivotamiento del filtro 148 de banda estrecha. El activador hace pivotar el filtro 148 de banda estrecha en la posición de habilitación en respuesta a una señal de
- 15 habilitación de la línea 150 de señal de frente de ondas proporcionada por el controlador 140. La unidad 110 de frente de ondas comprende además un espejo 152 parcialmente transmisor que puede pivotar entre una posición de inhabilitación completamente fuera de la tercera rama óptica 122 y una posición de habilitación. En la posición de habilitación del espejo 152, una superficie activa del espejo 152 está dispuesta formando un ángulo de incidencia de aproximadamente
- 20  $45^\circ$  con respecto a la tercera rama óptica 122. En una realización ejemplar, un activador proporciona el movimiento de pivotamiento del espejo 152. El activador para el movimiento del filtro 148 de banda estrecha y el activador para el movimiento del espejo 152 están acoplados eléctricamente para un movimiento síncrono tanto del filtro 148 de banda estrecha como del espejo 152. Alternativamente, el activador del filtro 148 de banda estrecha y el activador del espejo 152 es un solo activador, en el que el movimiento del filtro 148 de banda estrecha y del espejo 152 está mecánicamente acoplado u ópticamente dispuesto.
- 25 La fuente de luz 146 y el filtro 148 de banda estrecha generan, en respuesta a la señal de habilitación en la línea 150 de señal de frente de ondas, luz en la longitud de onda central como radiación emitida en la tercera rama óptica 122. La radiación emitida al menos parcialmente pasa a través del espejo 152 parcialmente transmisor, es combinada o puede ser combinada con radiación emitida en las otras ramas ópticas 118 y 120 por el acoplador 104 de ramas ópticas, y es emitida en una interfaz 102 de radiación sobre el trayecto óptico 124. La radiación emitida de la unidad 110 de frente de
- 30 ondas está adaptada para crear una fuente de luz virtual en la retina del ojo 10.
- La radiación emitida de la unidad 110 de frente de ondas induce así radiación secundaria que sale del ojo 10. El dispositivo 100 al menos captura parcialmente la radiación secundaria sobre el trayecto óptico 124. La radiación capturada inducida por la unidad 110 de frente de ondas tiene esencialmente la misma longitud de onda de la radiación emitida de la unidad 110 de frente de ondas. Consecuentemente, el acoplador 104 de ramas ópticas dirige la radiación
- 35 capturada inducida por la radiación emitida de la unidad 110 de frente de ondas a la tercera rama óptica 122. El espejo 152 parcialmente transmisor refleja parcialmente la radiación capturada a una rama lateral 154. La unidad de frente de ondas comprende además un colimador 156, por ejemplo, una sola lente de colimación. El colimador 156 está adaptado para colimar radiación ideal capturada de una fuente de luz virtual ideal. Más específicamente, el colimador está adaptado para formar una imagen de un frente de ondas capturado (es decir un frente de ondas esférico o un frente de
- 40 ondas de una fuente puntual ideal) a un frente de ondas plano. En una realización reducida, el colimador 156 es omitido.
- La unidad 110 de frente de ondas comprende además una agrupación 158 de pequeñas lentes y un sensor 159 de imágenes. El colimador 156, la agrupación 158 de pequeñas lentes y el sensor 159 de imágenes están dispuestos en la rama lateral 154 en orden secuencial. Cada pequeña lente en la agrupación 158 de pequeñas lentes es una lente de
- 45 focalización. Las pequeñas lentes en la agrupación 158 de pequeñas lentes tienen un plano focal común. El sensor 159 de imágenes está dispuesto en el plano focal común. Aunque la radiación ideal capturada procedente de una fuente de luz virtual ideal generaría un diagrama de puntos ideal sobre el sensor 159 de imágenes, las desviaciones del diagrama de puntos ideal corresponden a las desviaciones del frente de ondas de la radiación capturada. Más específicamente, un desplazamiento lateral de un punto en el diagrama de puntos (con respecto al diagrama de puntos ideal) corresponde a una inclinación local o variaciones del frente de ondas de la radiación capturada. Una señal de imagen digital procedente
- 50 del sensor 159 de imágenes es transmitida sobre la línea 150 de señal de frente de ondas al controlador 140. El controlador 140 está además adaptado para derivar una potencia refractiva del ojo 10 basado en la señal de imagen digital procedente del sensor 159 de imágenes. La unidad 110 de frente de ondas (cuando es controlada por el controlador 140) proporciona una medición del frente de ondas del ojo 10. La unidad 110 de frente de ondas es también denominada como una unidad de aberrómetro. Basado en la señal de imagen digital procedente del sensor 159 de
- 55 imágenes, el controlador 140 está adaptado además para determinar como componentes de correcciones un componente de esfera (en el caso de vista cansada o de miopía), un componente de cilindro (en el caso de astigmatismo) y/o un componente axial (del componente de cilindro).
- La unidad 112 de OCT comprende la fuente de luz 146 de banda ancha y un interferómetro 160. La unidad de OCT es habilitada en respuesta a una señal habilitación de OCT sobre la línea 162 de señal de OCT procedente del controlador
- 60 140. Antes de transmitir la señal de habilitación de OCT sobre la línea 162 de señal de OCT, el controlador 140 transmite la señal de inhabilitación sobre la línea 150 de señal de frente de ondas. La fuente 146 de luz de banda ancha emite así radiación con un ancho de banda de Ancho Completo a la Mitad del Máximo (FWHM) igual o mayor de 100 nm. La radiación emitida en la tercera rama óptica 122 tiene así una baja coherencia temporal (correspondiente a una longitud de coherencia de unos pocos  $\mu\text{m}$ ).
- El interferómetro 160 comprende un espejo 164 parcialmente transmisor, una rama de referencia 166, y un espejo de



referencia 168 dispuesto sobre y perpendicular a la rama de referencia 166. El interferómetro 160 comprende además un fotodetector 170. En la realización mostrada en la fig. 1, la rama de referencia 166 está en una línea recta que extiende un haz de luz generado por las fuentes de luz 146 de banda ancha. El foto sensor 170 está dispuesto en una línea recta que extiende la tercera rama óptica 122 (en continuación a través del espejo 164 parcialmente transmisor). Un activador de referencia (no mostrado) está acoplado mecánicamente al espejo de referencia 168. El activador de referencia está adaptado para ajustar una longitud óptica de la rama de referencia 166. La longitud óptica de la rama de referencia 166 define una profundidad de medición de OCT en el ojo 10. La radiación emitida de la unidad 112 de OCT sobre la tercera rama óptica 122 es emitida a través del acoplador 104 de ramas ópticas en la interfaz 102 de radiación. La radiación emitida de la unidad 112 de OCT induce una radiación de reflexión o una radiación de dispersión desde el ojo 10. La radiación de reflexión o la radiación de dispersión es capturada al menos parcialmente a través de la interfaz 102 de radiación. El acoplador 104 de ramas ópticas dirige un componente de radiación capturada sobre el trayecto óptico 124 de la radiación de reflexión o de la radiación de dispersión a la tercera rama óptica 122. La radiación capturada que pasa a través del espejo 164 parcialmente transmisor y la radiación de referencia procedente de la rama de referencia 166 que es reflejada por un espejo 164 parcialmente transmisor es detectada por el fotodetector 170. El fotodetector 170 genera una señal de interferencia indicativa de una interferencia de la radiación capturada y de la radiación de referencia. El fotodetector 170 transmite la señal de interferencia sobre la línea 162 de señal de OCT al controlador 140. El controlador 140 está eléctricamente acoplado al activador de referencia a través de la línea 162 de señal de OCT. El controlador 140 está adaptado para controlar el activador de referencia de modo que el ajuste la longitud óptica de la rama de referencia 166. El controlador 140 está además adaptado para analizar la señal de interferencia procedente del fotodetector 170. El controlador 140 deriva uno o más valores de medición de OCT basado en la señal de interferencia indicativa de, por ejemplo, grosor de córnea, profundidad de la cámara anterior, posición del cristalino, grosor del cristalino, longitud axial del ojo, y grosor de la retina.

La unidad 112 de OCT comprende además un escáner XY adaptado para dirigir la radiación emitida de la unidad 112 de OCT a una pluralidad de posiciones en el ojo 10 por medio de reflexión o transmisión. El escáner XY es controlado a través de la línea 162 de señal de OCT por el controlador 140. El controlador 140 está además adaptado para realizar un mapa de valores de medición de OCT correspondientes a cada una de la pluralidad de posiciones. En una realización extendida del dispositivo 100, el controlador 140 está además adaptado para generar una imagen tridimensional de un segmento anterior y/o segmento posterior del ojo 10. El controlador 140 puede así proporcionar a un usuario una imagen en tiempo real de segmentos del ojo 10 al mismo tiempo que una operación de una o más de las otras unidades oftálmicas 106 y 108. Al derivar los valores de medición de OCT para proporcionar una imagen tridimensional de los mismos, el controlador 140 aplica una corrección matemática por trazado de rayos para determinar longitudes físicas.

Aún en otra realización del dispositivo 100, la unidad 112 de OCT está adaptada para generar radiación emitida que comprende un primer estado de polarización (que puede ser lineal) y un segundo estado de polarización ortogonal (que puede ser lineal). La unidad 112 de OCT comprende un cristal birrefringente (no mostrado) dispuesto sobre la tercera rama óptica 122 y que tiene un eje extraordinario (o "eje óptico") perpendicular a la rama óptica 122. El primer estado de polarización es paralelo al eje extraordinario. Tanto la radiación emitida como la radiación capturada pasan a través del cristal birrefringente (en sentido opuesto, respectivamente). El paso a través del cristal birrefringente tiene diferentes longitudes ópticas para el primer estado de polarización y el segundo estado de polarización, respectivamente. La diferencia de las longitudes ópticas corresponde a dos veces la diferencia de longitudes ópticas para una sola pasada a través del cristal birrefringente de longitud  $L$ , o  $2 \cdot (n_1 - n_2) \cdot L$ , en donde  $n_1$  y  $n_2$  indican el índice de refracción para el primer y el segundo estado de polarización, respectivamente. El fotodetector 170 está adaptado para detectar sustancialmente de modo simultáneo la señal de interferencia para cada uno del primer y el segundo estado de polarización. Basado en las señales de interferencia para el primer y el segundo estado de polarización diferentes, la medición de OCT puede cubrir sustancialmente de manera simultánea dos profundidades de medición de OCT.

Cualquiera de las realizaciones del dispositivo 100 es extensible, en donde la unidad 106 de iluminación está adaptada además para realizar una medición de Scheimpflug. Con este fin, la unidad oftálmica 106 comprende además una cámara 137 de Scheimpflug dispuesta en una posición de Scheimpflug. El controlador 140 genera una señal de imagen digital sobre la línea 141 de señal de iluminación correspondiente a una iluminación dividida giratoria del eje 10. El controlador 140 está adaptado además para analizar una señal de imagen digital recibida en la línea 141 de señal de iluminación desde la cámara 137 de Scheimpflug. El análisis incluye una corrección matemática que determina longitudes físicas basadas en el trazado de rayos. El trazado de rayos corrige, basado en variaciones del índice refractivo en el ojo 10, una diferencia en longitud óptica y longitud física así como una desviación de la propagación en línea recta. El controlador 140 está adaptado para derivar valores de altura de la cámara anterior del ojo 10 basado en la señal de imagen digital de la cámara 137 de Scheimpflug. Adicionalmente, el controlador 140 está adaptado para calcular un mapa de potencia refractiva del ojo 10.

Una segunda realización del dispositivo 100 está mostrada en la fig. 2. El dispositivo 100 de acuerdo con la segunda realización difiere de la primera realización porque la interfaz 102 de radiación es una superficie de salida del acoplador 104 de ramas ópticas (sin las ópticas 126 de interfaz mostradas en la fig. 1). El dispositivo 100 comprende también una unidad de iluminación 106, una unidad de fijación 108, una unidad 110 de frente de ondas, y una unidad 112 de OCT. La unidad 110 de frente de ondas comprende un sensor 172 de frente de ondas digital (como una alternativa a la agrupación 158 de pequeñas lentes y al sensor 159 de imágenes). El sensor 172 de frente de ondas digital comprende

una rejilla o cuadrícula 174 de difracción bidimensional adaptada para replicar (por ejemplo por medio de difracción) la radiación capturada sobre la rama lateral 154 a cuatro haces 176. Los haces 176 son esencialmente idénticos con respecto a su frente de ondas. Cada uno de los haces 176 se propaga a lo largo de una dirección desplazada lateralmente (es decir formando un pequeño ángulo con respecto a la dirección de propagación de la rama lateral 154).

5 La dirección de propagación de los cuatro haces 176 desplazados está desplazada en un plano vertical perpendicular a la rama lateral 154 en una dirección de abajo - izquierda, una dirección de abajo - derecha, una dirección de arriba - izquierda y una dirección de arriba - derecha (dos de las cuales están mostradas en la fig. 2). El detector 172 está adaptado para detectar una señal de interferencia de los haces 176 desplazados de manera diferente que se origina a partir de posiciones contiguas en la rejilla o cuadrícula 174. La señal de interferencia indica una diferencia de fase  
10 relativa, una inclinación local o variaciones locales del frente de ondas.

La fig. 3 muestra esquemáticamente una tercera realización del dispositivo 100 para radiación oftálmica. El dispositivo 100 comprende una interfaz 102 de radiación que define un trayecto óptico 124, un acoplador 104 de ramas ópticas y una pluralidad de unidades oftálmicas 106, 108, 110 y 112. Cada una de las unidades oftálmicas puede corresponder a las unidades oftálmicas descritas anteriormente con referencia a la primera realización o a la segunda realización.

15 El acoplador 104 de ramas ópticas de acuerdo con la tercera realización mostrada en la fig. 3 difiere de los acopladores 104 de ramas como se ha descrito anteriormente. El acoplador de ramas ópticas, de acuerdo con la tercera realización, comprende un primer espejo 178 parcialmente transmisor y un segundo espejo 180 parcialmente transmisor. El primer espejo 178 parcialmente transmisor comprende una placa de vidrio plana cubierta por una primera capa parcialmente  
20 transmisora. Una transmitancia  $T_1(\lambda)$  del primer espejo 178 parcialmente transmisor o de la primera capa parcialmente transmisora depende de la longitud de onda  $\lambda$  de la radiación emitida o capturada. La primera transmitancia  $T_1$  es esencialmente del 100% para longitudes de onda  $\lambda$  inferiores a 750 nm. En general, esencialmente igual al 100% significa por encima del 90%, por ejemplo, por encima del 95%. La primera transmitancia  $T_1$  cae de forma brusca aproximadamente a 750 nm. Por ejemplo, la primera transmitancia  $T_1$  cae desde por encima del 90% a por debajo del 10% en un rango espectral desde 710 nm a 790 nm. La primera transmitancia  $T_1$  es esencialmente del 0% a una longitud  
25 de onda  $\lambda$  por encima de 790 nm. En general, esencialmente igual al 0% significa por debajo del 10%, por ejemplo por debajo del 5%.

El segundo espejo 180 parcialmente transmisor comprende una placa de vidrio plana cubierta por una segunda capa parcialmente transmisora. Una segunda transmitancia  $T_2(\lambda)$  del segundo espejo 180 parcialmente transmisor o de la segunda capa parcialmente transmisora depende de la longitud de onda  $\lambda$  de la radiación emitida o capturada. La  
30 segunda transmitancia  $T_2$  es esencialmente igual al 0% a longitudes de onda inferiores a 500 nm. La segunda transmitancia  $T_2$  aumenta bruscamente aproximadamente a 500 nm. La segunda transmitancia  $T_2$  es esencialmente igual al 100% para longitudes de onda por encima de 500 nm. La segunda transmitancia  $T_2$  aumenta desde por debajo del 10% a por encima del 90% en un rango espectral desde 450 nm a 550 nm. Una absorbancia tanto del primer como del segundo espejo parcialmente transmisor 178, 180 es despreciable o está por debajo del 2%, por ejemplo por debajo del  
35 1%.

El primer espejo 178 parcialmente transmisor está dispuesto sobre el trayecto óptico 124. En el primer espejo 178 parcialmente transmisor, el trayecto óptico 124 encierra un ángulo de incidencia  $\alpha$  con relación a la normal del primer espejo 178 parcialmente transmisor. El segundo espejo 180 parcialmente transmisor está dispuesto sobre el trayecto óptico 124 a continuación del primer espejo 178 parcialmente transmisor para la radiación capturada que pasa por el  
40 primer espejo 178 parcialmente transmisor. En el segundo espejo 180 parcialmente transmisor, el trayecto óptico 124 encierra un ángulo de incidencia  $\beta$  con relación a la normal del segundo espejo 180 parcialmente transmisor. En la tercera realización mostrada en la fig. 3, los ángulos de incidencia,  $\alpha$  y  $\beta$ , son esencialmente iguales a 45°.

En una realización extendida, uno o la totalidad de los espejos 178, 180 parcialmente reflectantes pueden pivotar. Uno o dos activadores están acoplados mecánicamente a cada uno de los espejos 178 y 180 parcialmente transmisores. Cada  
45 activador está adaptado para hacer pivotar el espejo que puede pivotar parcialmente transmisor entre una primera posición angular y una segunda posición angular. El controlador 140 está adaptado para controlar uno o más activadores. En la primera posición angular, el (primer o segundo) espejos que pueden pivotar parcialmente transmisores dirigen la radiación capturada sobre el trayecto óptico 124 a una primera sub-rama óptica, y viceversa. En la segunda posición angular, el (primer o segundo) espejos que pueden pivotar parcialmente transmisores dirige la radiación  
50 capturada sobre el trayecto óptico 124 en una segunda sub-rama óptica, y viceversa. Diferentes unidades oftálmicas o diferentes sub-unidades oftálmicas están acopladas ópticamente a cada una de las sub-ramas ópticas. Alternativamente, la primera sub-rama esta acoplada a un colector de haz y la segunda sub-rama esta acoplada a una o más de las unidades oftálmicas 106, 108, 110, 112. En la primera posición angular, la radiación capturada es dirigida a la primera sub-rama acoplada al colector del haz. La primera posición angular sirve como un estado de protección para proteger  
55 una o más de las unidades oftálmicas, por ejemplo en el caso de alta intensidad de la radiación capturada.

El acoplador 104 de ramas ópticas de acuerdo con una tercera realización proporciona así una división espectral de radiación capturada sobre el trayecto óptico 124 en una primera rama óptica 118 para radiación con una longitud de onda inferior a 500 nm, a una segunda rama óptica 120 para radiación con una longitud de onda en el rango espectral de desde 500 nm a 750 nm, y a una tercera rama óptica 122 para radiación con una longitud de onda superior a 750 nm.

La división espectral de acuerdo con la primera transmitancia  $T_1$  y la segunda transmitancia  $T_2$  dependientes de la longitud de onda (descritas anteriormente para la tercera realización) son también realizables por la primera realización o por la segunda realización, por ejemplo, la interfaz 136 óptica (mostrada en la fig. 1) puede dividir la radiación capturada de manera análoga a la transmitancia y reflectancia del espejo 178.

5 La fig. 4 ilustra esquemáticamente otros detalles del acoplador 104 de ramas ópticas aplicado en cada una de la primera y segunda realización. El acoplador 104 de ramas ópticas comprende tres prismas de vidrio 128, 130 y 132. Una primera interfaz óptica 134 entre los prismas de vidrio 128 y 130 comprende una primera capa dicroica. Una segunda interfaz óptica 136 entre los prismas de vidrio 130 y 132 comprende una segunda capa dicroica. La segunda capa dicroica es transmisora en un primer rango espectral y en un segundo rango espectral. La radiación capturada sobre el trayecto óptico 124 en un tercer rango espectral es reflejada desde la segunda capa dicroica. Los componentes de radiación, para cuyo rango espectral es transmisora la segunda capa dicroica, entra en los prismas de vidrio 130. El primer componente es reflejado desde la primera capa dicroica. El primer componente reflejado define la primera rama óptica 118. El segundo componente pasa a través de la primera capa dicroica (tal como la primera interfaz óptica 134). El segundo componente define así la segunda rama óptica 120. El tercer componente reflejado desde la segunda capa dicroica (tal como la segunda interfaz óptica 136) define la tercera rama óptica 122.

Las figs. 5a y 5b ilustran esquemáticamente una geometría de prisma alternativo del acoplador 104 de ramas ópticas. El acoplador 104 de ramas ópticas comprende cuatro prismas de vidrio 128, 129, 130 y 132. Las interfaces ópticas 134, 135 y 136 incluyen diferentes capas dicroicas. Como se ha mostrado en la fig. 5a, las diferentes capas dicroicas tienen diferente transmitancia espectral y diferente reflectancia espectral elegidas de modo que se compongan en el único trayecto óptico 124 la radiación emitida en un primer rango espectral desde la primera rama óptica 118, en un segundo rango espectral desde la segunda rama óptica 120, y en un tercer rango espectral desde la tercera rama óptica 122. La fig. 5b muestra la descomposición correspondiente de radiación capturada desde el único trayecto óptico 124 como una función de los rasgos espectrales en las tres diferentes ramas ópticas 118, 120 y 122.

Aunque las realizaciones anteriores han sido descritas para el caso de tres ramas ópticas 118, 120 y 122, las figs. 6a y 6b muestra esquemáticamente vistas en perspectiva de acopladores 104 de ramas ópticas para distintos números de ramas ópticas. En la mitad izquierda de la fig. 6a, se ha mostrado un prisma dicroico de múltiples ramas (como el acoplador 104 de ramas ópticas). El prisma dicroico de múltiples ramas proporciona tres ramas ópticas 118, 120 y 122. El número de ramas ópticas es también denominado como un número de "canales" del prisma dicroico. Para una realización reducida del dispositivo 100, un prisma dicroico que proporciona dos ramas ópticas 118 y 120 es utilizado, como se ha mostrado en la mitad derecha de la fig. 6a. La fig. 6b muestra en la mitad derecha un prisma dicroico de múltiples ramas (como acopladores 104 de ramas ópticas) que proporcionan cuatro ramas ópticas 118, 120, 122 y 123. Otro prisma dicroico de múltiples ramas (como acopladores 104 de ramas ópticas) que proporciona cinco ramas ópticas 118, 119, 120, 122 y 123 está mostrado en la mitad izquierda de la fig. 6b.

Las longitudes ópticas de las diferentes ramas ópticas en los acopladores ópticos son diferentes. Dependiendo de las longitudes u otras dimensiones lineales de los prismas de vidrio o de los prismas de cristal dicroicos, las longitudes ópticas son predefinidas por la geometría y el índice de refracción de los prismas. El índice de refracción puede depender de la polarización de la radiación. Las diferentes longitudes ópticas permiten detectar de manera simultánea anatomías espacialmente separadas, tales como el segmento anterior y el segmento posterior del ojo 10 por el dispositivo 100. Además, los prismas están en contacto directo y son pegados juntos en las interfaces ópticas (tales como las interfaces ópticas 134, 135 y 136). Esto permite un diseño compacto y robusto del dispositivo 100.

Además, el dispositivo 100 puede comprender una unidad de tratamiento como una de las unidades oftálmicas. La unidad de tratamiento está adaptada para acoplar radiación terapéutica (como radiación emitida del dispositivo 100) a una o más de las ramas ópticas.

Particularmente, la unidad de tratamiento puede ser una unidad de Keratomileusis In Situ Asistida por Láser, o unidad LASIK. La unidad LASIK comprende un láser, por ejemplo con láser Excimer adaptado para generar radiación ultravioleta emitida para cirugía refractiva. Más particularmente, la unidad de tratamiento puede ser una unidad de extracción de lenticula de femtosegundo, o unidad FLEx. La unidad FLEx comprende un láser, puede ser un láser de femtosegundo, adaptado para generar radiación emitida en radiación infrarroja o ultravioleta. Además la unidad de tratamiento puede ser utilizada para queratoplastia o abrasión epitelial. Como otra ventaja, las otras unidades oftálmicas pueden sustancialmente proporcionar de manera simultánea la vigilancia en tiempo real del tratamiento. Alternativamente o además, la unidad de tratamiento incluye un láser Excimer o un láser de femtosegundo.

Como ha resultado evidente, el dispositivo puede integrar una pluralidad de tecnologías oftálmicas (incluyendo diagnósticos y/o tratamiento) en un dispositivo más compacto. El dispositivo puede completar un procesamiento de acuerdo con las diferentes tecnologías oftálmicas de manera más rápida. Las tecnologías oftálmicas proporcionadas por las unidades oftálmicas pueden comprender cualquier tecnología que funcione a una longitud de onda diferente dentro de un rango espectral diferente.

**REIVINDICACIONES**

1. Un dispositivo (100) para radiación oftálmica, comprendiendo el dispositivo:
  - una interfaz (102) de radiación adaptada al menos a una de las radiación emitida y capturada en un trayecto óptico (124) que se puede dirigir hacia un ojo (10);
- 5       – un acoplador (104) de ramas ópticas adaptado para acoplar la radiación emitida desde tres ramas ópticas (118, 120, 122) al trayecto óptico (124) y para acoplar la radiación capturada que procede del trayecto óptico (124) a las ramas ópticas (118, 120, 122), en el que el trayecto óptico y la tres ramas ópticas se disponen en una estructura de cuarto pies, y en el que la radiación capturada es dividida espectralmente en las ramas ópticas y cada una de las ramas ópticas tiene un rango espectral diferente; y
- 10       – una pluralidad de unidades oftálmicas (106, 108, 110, 112), estando dispuesta a cada una de ellas para acoplarse a una o más de las ramas ópticas (118, 120, 122).
2. El dispositivo de la reivindicación 1, en el que el acoplador (104) de ramas ópticas incluye uno o más divisores (178, 180) de haz, cada uno de los cuales tiene una transmitancia espectral diferente o una reflectancia espectral diferente.
3. El dispositivo de la reivindicación 1 o 2, en el que el acoplador (104) de ramas ópticas incluye un prisma dicróico (128, 130, 132) de múltiples ramas.
- 15       4. El dispositivo de la reivindicación 3, en el que el prisma dicróico de múltiples ramas (128, 130, 132) comprende prismas de vidrio, cada uno con una o más interfaces ópticas (134, 136) con uno o más revestimientos ópticos adaptados para transmitir o reflejar radiación dependiendo de la longitud de onda de la radiación, opcionalmente en el que las interfaces ópticas (134, 136) de los prismas de vidrio o los cristales están en contacto directo o están pegadas juntas unas a otras.
- 20       5. El dispositivo de la reivindicación 3 o 4, en el que el prisma dicróico de múltiples ramas (128, 130, 132) comprende uno o más de un cristal dicróico y un cristal birrefringente.
6. El dispositivo de cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en el que las unidades oftálmicas (106, 108, 110, 112) están adaptadas para operar simultáneamente.
- 25       7. El dispositivo de cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en el que una de las unidades oftálmicas está adaptada para insertar radiación emitida en su rama óptica para tratamiento oftálmico.
8. El dispositivo de cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en el que una de las unidades oftálmicas comprende una unidad de fijación (108) adaptada al menos a una operación de entre detectar un movimiento del ojo, proporcionar un objetivo de fijación y proporcionar un objetivo de acomodación.
- 30       9. El dispositivo de cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en el que una de las unidades oftálmicas es una unidad de Tomografía de Coherencia Óptica, o unidad de OCT (112) adaptada para medir una medición de OCT, opcionalmente en el que longitudes ópticas de las ramas ópticas en el prisma dicróico de múltiples ramas (128, 130, 132) son diferentes y corresponden a profundidades de medición diferentes de mediciones de OCT.
- 35       10. El dispositivo de la reivindicación 9, en donde la unidad (112) de OCT comprende un interferómetro y una fuente de luz (146) de banda ancha, opcionalmente uno o más de un Diodo Emisor de Luz, Diodo Súper-luminiscente, una Fuente de Luz Súper-continua, un láser de Ti:Zafiro, y una Fuente de Barrido.
11. El dispositivo de cualquiera de las reivindicaciones precedentes en donde al menos una de las unidades oftálmicas es una unidad (110) de frente de ondas adaptada para determinar un frente de ondas de la radiación de captura.
- 40       12. El dispositivo de la reivindicación 11 y la reivindicación 9 o 10, en donde la unidad (112) de OCT y la unidad (110) de frente de ondas comparten una fuente de luz (146) de banda ancha, estando además la unidad (110) de frente de ondas adaptada para aplicar selectivamente un filtro (148) de banda estrecha a la fuente de luz (146) de banda amplia.
13. El dispositivo de cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en donde al menos una de las unidades oftálmicas es una unidad (106) de iluminación adaptada para realizar una medición de Scheimpflug del ojo.
- 45       14. El dispositivo de cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en el que al menos una de las unidades oftálmicas es una unidad (106) de topografía corneal adaptada para medir una topografía de una superficie del ojo (10).
15. El dispositivo de cualquiera de las reivindicaciones precedentes, que comprende además un controlador (140) adaptado para controlar cada una de la pluralidad de unidades oftálmicas (106, 108, 110, 112) y para calcular valores optimizados basados en resultados determinados por dos o más de las unidades oftálmicas.

FIG 1

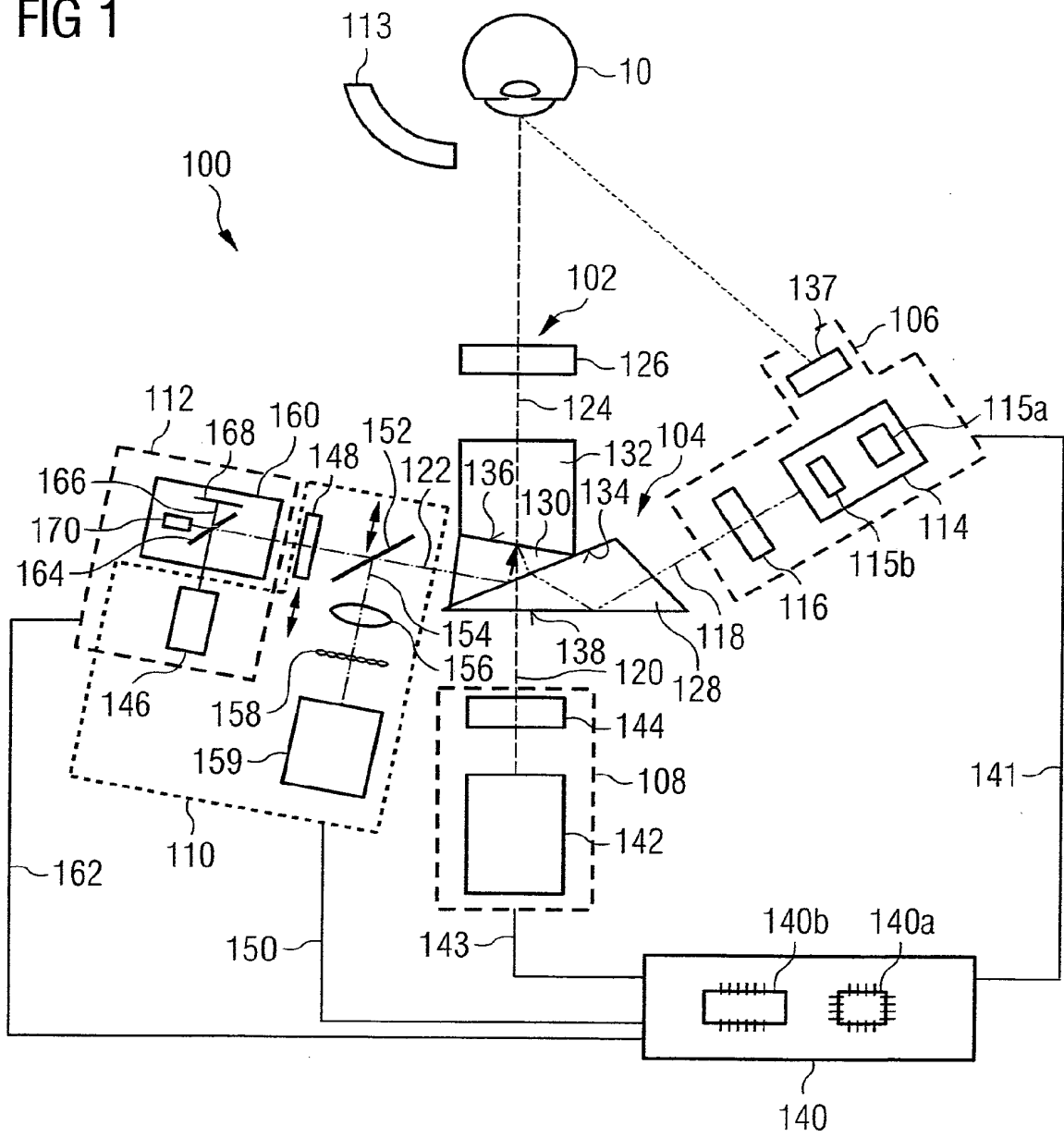


FIG 2

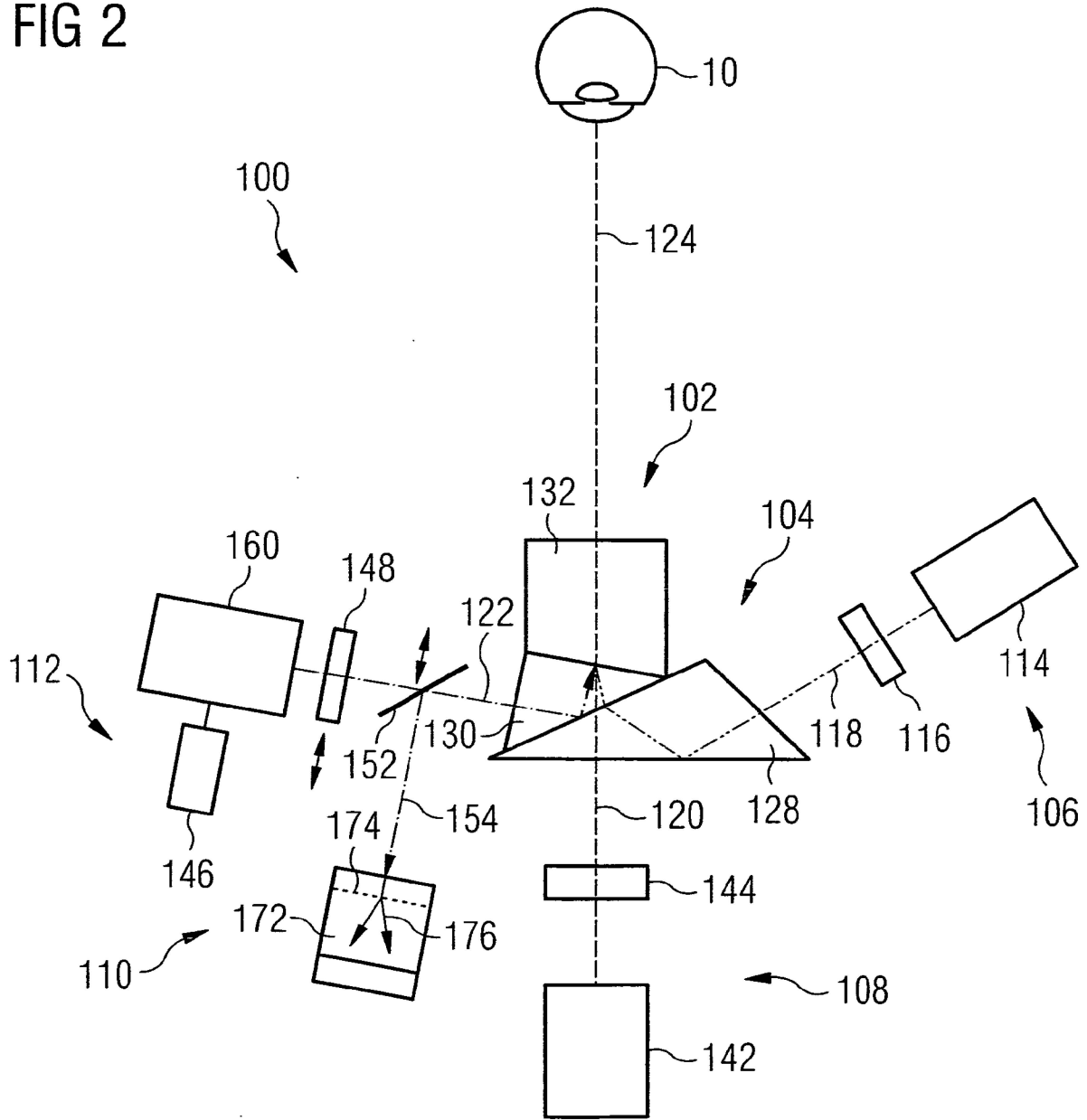


FIG 3

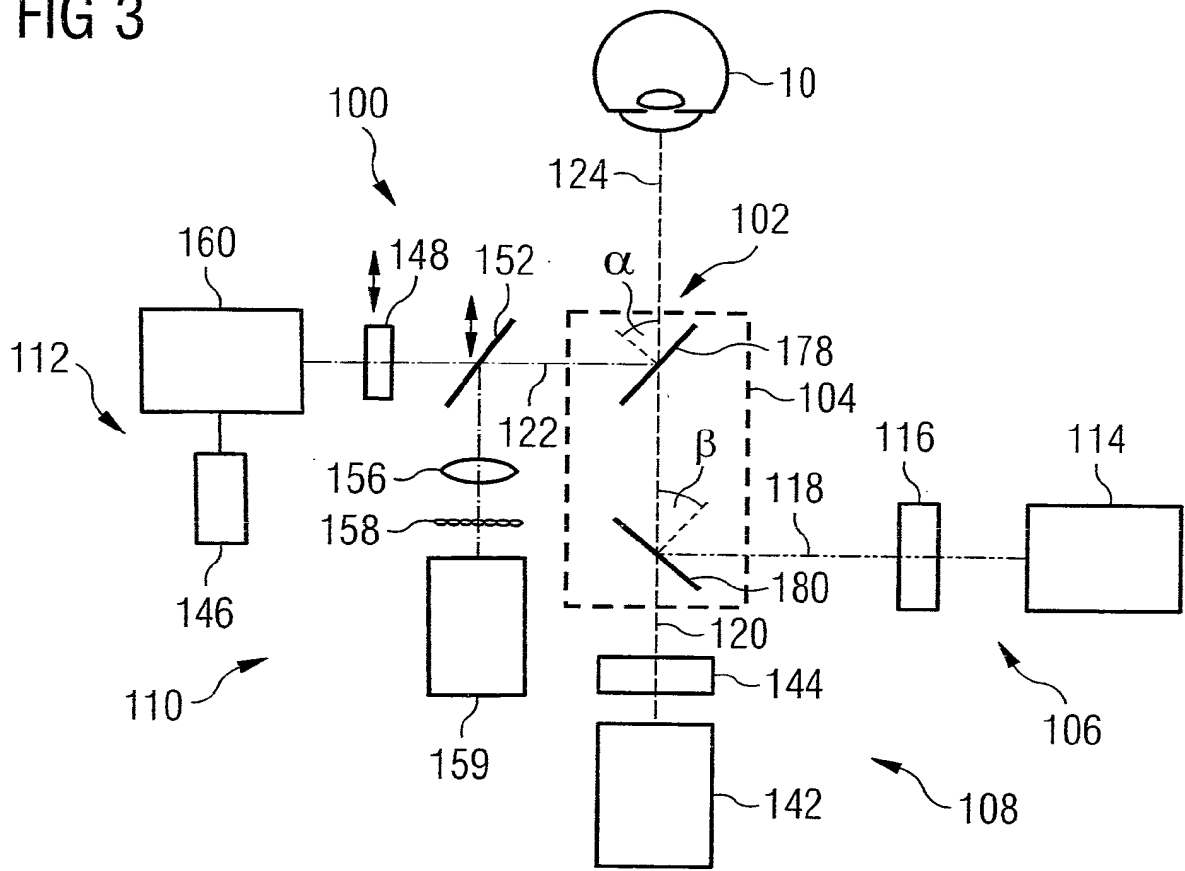






FIG 6a

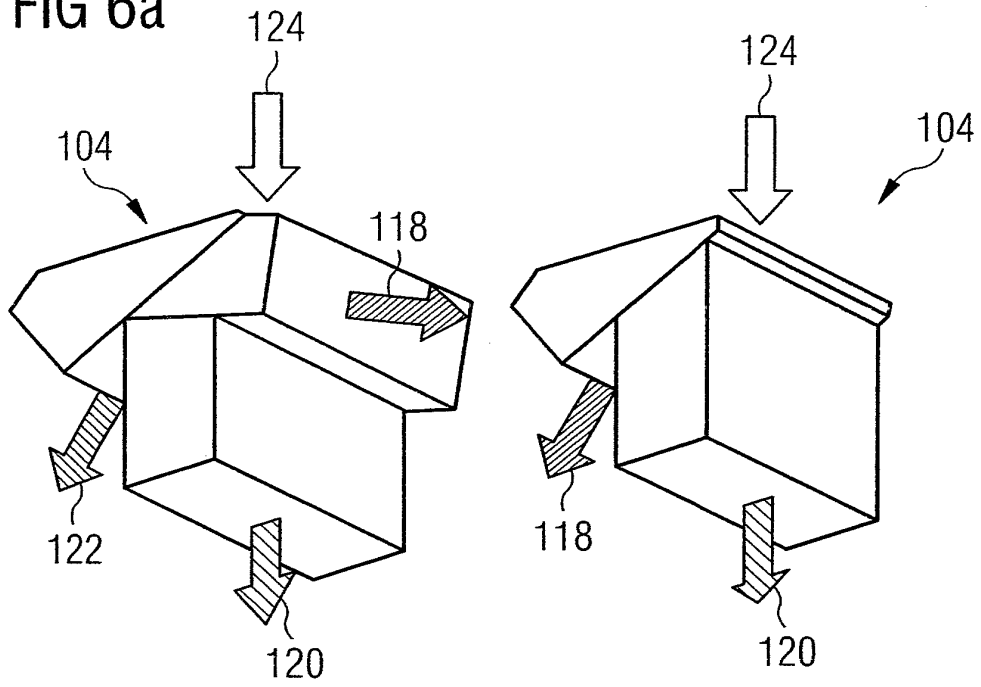


FIG 6b

